

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Herbert BRUDER; Thomas FLOHR and Karl STIERSTORFER  
Application No.: NEW APPLICATION  
Filed: September 23, 2003  
For: METHOD FOR IMAGING IN THE COMPUTER TOMOGRAPHY OF A  
PERIODICALLY MOVED OBJECT TO BE EXAMINED AND CT DEVICE  
FOR CARRYING OUT THE METHOD

---

**PRIORITY LETTER**

September 23, 2003

**MAIL STOP NEW APPLICATION**  
COMMISSIONER FOR PATENTS  
P.O. BOX 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

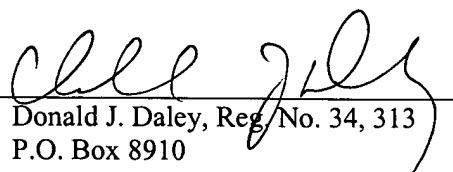
<b><u>Application No.</u></b>	<b><u>Date Filed</u></b>	<b><u>Country</u></b>
10244180.4	September 23, 2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKY, & PIERCE, P.L.C.

By

  
Donald J. Daley, Reg. No. 34, 313  
P.O. Box 8910  
Reston, Virginia 20195  
(703) 668-8000

DJD/mh



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 44 180.4

**Anmeldetag:** 23. September 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft,  
München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren zur Bilderstellung in der  
Computertomographie eines periodisch bewegten  
Untersuchungsobjektes und CT-Gerät zur  
Durchführung des Verfahrens

**IPC:** A 61 B, G 01 N

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 03. Juli 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

**Jerofsky**

## Beschreibung

Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie eines  
periodisch bewegten Untersuchungsobjektes und CT-Gerät zur  
5 Durchführung des Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung in  
der Computertomographie, bei dem ein sich periodisch bewegen-  
des Untersuchungsobjekt mit Hilfe eines von einem Focus aus-  
10 gehenden Strahlenbündels und einem flächig ausgebildeten De-  
tektorarray abgetastet wird, die ermittelten Ausgangsdaten in  
geeigneter Weise gefiltert und rückprojiziert werden, um min-  
destens ein Schnittbild zu erhalten, das die Absorptionswerte  
des Schnittes des Untersuchungsobjekts in einem bestimmten  
15 Bewegungszustand repräsentiert. Des weiteren betrifft die Er-  
findung ein CT-Gerät, das zur Durchführung dieses Verfahrens  
geeignet ist.

Grundsätzlich sind ähnliche Verfahren für statische Objekte  
20 unter dem Begriff "3-D Filtered Backprojektion" bekannt ge-  
worden. An diesen Verfahren ist nachteilig, dass redundante  
Daten, wie sie bei Spiralabtastungen mit geringem Tischvor-  
schub durch mehrmaliges Bestrahlen ein und desselben Voxels  
entstehen, nicht genutzt werden, was zur Folge hat, dass die  
25 dem Untersuchungsobjekt verabreichte Strahlendosis nur un-  
vollständig zur Bildgebung genutzt wird.

Weiter gibt es Überlegungen im Zusammenhang mit 2D-Verfahren  
zur Bildrekonstruktion so vorzugehen, dass vorläufige Bilder  
30 in großer Zahl durch "2D-Filtered Backprojektion" aus Aus-  
gangsdaten berechnet werden, die aus zur Bildrekonstruktion  
an sich nicht ausreichenden Abschnitten der Fokusbahn stam-  
men, wobei die vorläufigen Bilder erst in einem zweiten  
Schritt zu einem endgültigen Schnittbild reformatiert werden.  
35 Diese 2D-Verfahren sind für Detektorarrays mit großer Breite,  
d.h. großer Erstreckung in Richtung der Systemachse, weniger  
brauchbar, weil dann eine extrem große Anzahl von vorläufigen

Bildern zu verarbeiten ist, was selbst bei großer zur Verfügung stehender Rechenleistung problematisch ist.

Grundsätzlich sind allgemein auch Cardio-CT-Geräte bekannt,  
5 die Schnittaufnahmen von periodisch bewegten Untersuchungsobjekten, wie dem menschlichen Herzen erstellen, indem sie die Bewegungsphasen des Herzens registrieren und zur Erstellung der Schnittbilder nur Daten verwenden, die mit bestimmten Bewegungsphasen oder Bewegungszuständen korrelieren. Nachteilig  
10 bei den bekannten Cardio-CT-Geräten ist jedoch, dass sie nur für Detektoren mit vergleichsweise geringer Zeilenzahl oder geringe Ausdehnung des Detektors in Systemachsenrichtung brauchbar sind, da sie den kegelförmigen Strahlverlauf im Untersuchungsobjekt nicht berücksichtigen.

15 Auf die nicht vorveröffentlichte deutsche Patentanmeldung DE 101 59 927.7 der Anmelderin, die ein ähnliches Verfahren und CT-Gerät beschreibt, das sich jedoch nur auf die Bilderstellung statischer Untersuchungsobjekte bezieht, wird verwiesen.  
20 Der Offenbarungsgehalt dieser Anmeldung wird vollinhaltlich übernommen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, das auf Basis eine 3D-  
25 Rückprojektion eine Steigerung der Bildqualität ermöglicht und redundante Daten von periodisch bewegten Untersuchungsobjekten phasenrichtig zu Schnittbildern verrechnen kann.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren und ein CT-Gerät mit den Merkmalen der unabhängigen  
30 Patentansprüche. Vorteilhafte Ausbildungen sind in den untergeordneten Patentansprüchen beschrieben.

Demgemäß schlagen die Erfinder ein Verfahren zur Erzeugung  
35 von CT-Bildern eines sich periodisch bewegenden Untersuchungsbereichs vor, vorzugsweise zur Abbildung der Herzregion

eines Lebewesens, vorzugsweise eines Patienten, mit zumindest den folgenden Verfahrensschritten:

- 5 - zur Abtastung eines periodisch bewegten Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels wird der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt, wobei die Detektorelemente des Detektorarray Ausgangsdaten liefern, welche die Schwächung der Strahlen beim Durchgang durch das Untersuchungsobjekt repräsentieren,
- 10 - es werden zeitgleich Bewegungsdaten von dem sich periodisch bewegenden Untersuchungsbereich gesammelt, um die Detektordaten und daraus resultierende Daten den Bewegungszuständen zuordnen zu können,
- die Ausgangsdaten werden gefiltert,
- 20 - die gefilterten Ausgangsdaten werden zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei
- 25 - jedes Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert, wobei
- zur Rückprojektion einerseits eine Gewichtungsfunktion verwendet wird, die den räumlichen Abstand eines betrachteten Strahls zum betrachteten Voxel wichtet, um so die Beeinflussung der Schichtdicke zu ermöglichen, und
- 30 - andererseits zur Rückprojektion auch eine Gewichtungsfunktion verwendet wird, die den zeitlichen Abstand zu dem jeweils darzustellenden Bewegungszustand des Untersuchungsbereiches repräsentiert.
- 35

In einer bevorzugten Ausführung des Verfahrens erfolgt die Filterung in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn. Es hat sich gezeigt, dass mit dieser Filterrichtung eine besonders hohe Bildqualität erzielt werden kann. Der Wahl dieser Filterrichtung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass das beschriebene, eine hohe Bildqualität ermöglichende, auf vorläufigen Bildern basierende 2D-Verfahren sozusagen in ein 3D-Verfahren übergehen würde, wenn die der Berechnung vorläufiger Bilder zugrundeliegenden Abschnitte der Fokusbahn so stark verkürzt würden, dass sie nur noch eine einzige Projektion umfassen würden, deren Daten dann in Richtung der Tangente an die Fokusbahn gefiltert würden, und dass erwartet werden könnte, dass ein solches 3D-Verfahren dann eine vergleichbar gute Bildqualität wie das 2D-Verfahren ermöglichen würde.

Das erfindungsgemäße Verfahren lässt sich dann besonders leicht implementieren, wenn vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen  $P(\alpha, \beta, q)$  in in Parallelstrahlgeometrie vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen  $P(\theta, \beta, q)$  (azimutales "rebinning") bzw.  $P(\theta, p, q)$  (vollständiges "rebinning", d.h. azimutales und radiales "rebinning") vorgenommen wird. Dabei sind bezugnehmend auf Figur 3

25	$\alpha$	der Fokuswinkel
	$\beta$	der Fächerwinkel
	$q$	der der $z$ -Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
30	$\theta = \alpha + \beta$	der Parallelfächerwinkel
	$p = R_F \sin(\beta)$	die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und
	$R_F$	der Radius der Fokusbahn.

35 Die Rückprojektion der Paralleldaten erfolgt nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung in der Weise, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel  $(x, y, z)$  für jedes

$\theta \in [0, \pi[$  für die Strahlen  $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$  bzw.  $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$ , deren Projektion entlang der Systemachse durch  $(x, y)$  geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h_z \left( d_{x,y,z} \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird, wobei

- 5  $x, y, z$  die Koordinaten des jeweiligen Voxels sind,  
 $k$  eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die  
Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,  
 $\tilde{p}$  die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, de-  
ren Projektionen längs der Systemachse durch die Ko-  
10 ordinaten  $(x, y)$  des jeweiligen Voxels  $(x, y, z)$  verlaufen,  
 $\tilde{\beta}$  die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Pro-  
jektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten  
 $(x, y)$  des jeweiligen Voxels  $(x, y, z)$  verlaufen, und  
 $h_z$  eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnitt-  
15 bild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts  
bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie  
 $d$  eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jewei-  
ligen Strahls von dem entsprechenden Voxel  $(x, y, z)$  ist  
bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem  
20 entsprechenden Voxel  $(x, y, z)$  abhängt,  
 $h_{phase}$  eine den zeitlichen Abstand  $t$  der Projektion  
 $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$  bzw.  $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$  zu einer den Bewegungszu-  
stand bewertenden Gewichtungsfunktion ist, wobei  
 $c_R(k)$  eine Zeitposition darstellt, die den periodischen Be-  
25 wegungszustand eines Untersuchungsbereiches, vorzugs-  
weise eines zugeordneten Herzzyklus, bestimmt.

Die Schreibweise  $\left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}$  bringt dabei zum Ausdruck, dass die

30 Summenbildung wahlweise für durch azimuthales "rebinning" oder  
durch vollständiges "rebinning" gewonnene Strahlen erfolgen  
kann, wobei die Filterung tangential zur Fokusbahn im Falle  
des azimuthalen "rebinnings" einer Filterung in  $\beta$ -Richtung und  
im Falle des vollständigen "rebinnings" einer Filterung in  $p$ -  
Richtung ist.

Infolge der Summierung sowohl über  $k$  als auch  $q$  ist dann sichergestellt, dass alle durch ein und dasselbe Voxel verlaufende Strahlen berücksichtigt werden und die dem Untersuchungsobjekt zugeführte Strahlendosis somit vollständig genutzt wird.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass zur Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe  $H$  der Gewichte  $h$

$$H = \sum_k \sum_q h_z \left( d_{x,y,z} \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{smallmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{smallmatrix} \right\}, q \right) \right) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k))$$

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h_z \left( d_{x,y,z} \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{smallmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{smallmatrix} \right\}, q \right) \right) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{smallmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{smallmatrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxeln, die von mehr Strahlen als andere Voxel getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte vermieden werden. Der CT-Wert des jeweiligen Voxels wird durch Summation über  $\theta$  gewonnen.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann beispielsweise Anwendung finden, wenn gemäß einer Variante der Erfindung die Fokusbahn eine Kreisbahn ist (Tomogrammabtastung). Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung ist die Fokusbahn jedoch eine Spiralbahn, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt. Auf Basis einer solchen Spiralabtastung können problemlos auch größere Volumina des periodisch bewegten Untersuchungsobjekts untersucht werden.



Im Falle einer Tomogramtabtastung gilt für  $k$  normalerweise  $k=1$  oder  $k=2$ . Im Falle einer Spiralabtastung wird  $k$  so gewählt, dass alle im Projektionswinkel  $\theta$  zur Parallelkoordinate  $p$  beziehungsweise zum Fächerwinkel  $\beta$  gehörenden Strahlen, deren Abstand  $d_{x,y,z}$  eine geeignete Schwelle nicht überschreitet, für die Bildrekonstruktion erfasst werden.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

- FIG 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisendes CT-Gerät;
- 15 FIG 2 einen Längsschnitt durch das Gerät gemäß Figur 1; und
- FIG 3 ein das "rebinning" veranschaulichendes Schaubild;
- FIG 4 typisches EKG eines menschlichen Herzens;
- FIG 5 Bewegungszustand des Herzens dargestellt durch relative Volumenänderung korreliert mit EKG aus Figur 4;
- 20 FIG 6 zeitlicher Verlauf der Gewichtungsfunktion  $h_{phase}$  korreliert mit den Figuren 4 und 5.

25 In den **Figuren 1 und 2** ist ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät der 3. Generation dargestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung weist eine insgesamt mit 2 bezeichnete Röntgenstrahlenquelle mit einer dieser vorgelagerten quellen nahen Strahlenblende 3 (Figur 2) und ein als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen - eines von diesen ist in Figur 1 mit 4 bezeichnet - ausgebildetes Detektorsystem 5 mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 (Figur 2) auf. In Figur 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur acht Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt. Das Detektorsystem 5 weist jedoch, was in der Figur 2 punktiert angedeutet ist, weitere Zeilen von Detektorelementen 4 auf.

Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind in aus der Figur 2 ersichtlicher Weise an einem Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorsystem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in dem in den Figuren 1 und 2 veranschaulichten Betriebsmodus acht Zeilen von Detektorelementen 4, die im Folgenden als aktive Zeilen bezeichnet werden. Die weiteren punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

20

Jede Zeile von Detektorelementen 4 weist eine Anzahl  $K$  von Detektorelementen auf wobei  $\beta_k = \beta_1$  bis  $\beta_K$  der Kanalindex ist und jedem Detektorelement ein Fächerwinkel  $\beta_k$  zugeordnete ist. Der Fächerwinkel des mittleren Detektorelementes ist gleich Null; die Fächerwinkel der beiden äußersten Detektorelemente sind  $\beta_1 = +\beta_{\max}$  und  $\beta_K = -\beta_{\max}$

25

Die aktiven Zeilen  $L_q$  von Detektorelementen 4 sind in Figur 2 mit  $L_1$  bis  $L_Q$  bezeichnet, wobei  $q = 1$  bis  $Q$  der Zeilenindex ist, der im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels sozusagen der  $z$ -Koordinate entspricht.

30

Das Röntgenstrahlenbündel weist den in Figuren 1 und 2 eingezeichneten Conewinkel  $\varphi$  auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse  $Z$  und den Fokus  $F$  enthaltenden Ebene handelt. Der Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer rechtwinklig zu der

35

Systemachse  $Z$  liegenden und den Fokus  $F$  enthaltenden Ebene (Fächeröffnungswinkel) beträgt  $2\beta_{\max}$  und ist in Figur 1 eingetragen.

5 Der Drehrahmen 7 kann mittels einer Antriebseinrichtung 22 um eine mit  $Z$  bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse  $Z$  verläuft parallel zu der  $z$ -Achse eines in Figur 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

10

Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der  $z$ -Achse, während die Zeilen, deren Breite  $b$  in Richtung der  $z$ -Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse  $Z$  bzw. der  $z$ -Achse verlaufen.

15

Um ein Untersuchungsobjekt, z.B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündel bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse  $Z$ , also in Richtung der  $z$ -Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub  $v$  der Lagerungsvorrichtung pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

25

Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus  $F$  der

30

35

Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer in Figur 1 mit S bezeichneten Spiralbahn. Die Spiralabtastung muss sich in  $\alpha$ -Richtung über wenigstens  $\pi+2\beta_{\max}$  erstrecken, um die vollständige Rekonstruktion eines CT-

5 Bildes pro Zeile von Detektorelementen zu gestatten, sie kann innerhalb der technischen Grenzen des CT-Geräts aber auch beliebig länger sein.

Ein Volumen des Untersuchungsobjekts kann jedoch infolge des  
10 Umstandes, dass mehrere Zeilen von Detektorelementen 4 vorhanden sind, auch im Zuge einer sogenannten Tomogrammabtastung untersucht werden, bei der keine Relativbewegung in Richtung der z-Achse zwischen Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 stattfindet ( $v=0$ ). Im Falle der Tomogrammabtastung  
15 ist also die Größe des untersuchten Volumens durch die Zahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 bestimmt. Während einer Tomogrammabtastung bewegt sich der Fokus F auf einer kreisförmigen Fokusbahn, die in einer im Folgenden als Mittelebene bezeichneten Ebene liegt.

20

Die Tomogrammabtastung kann in Form eines Teilumlaufs oder in Form eines Vollumlaufs erfolgen, wobei der Teilumlauf ein Teilumlaufintervall von wenigstens  $\pi+2\beta_{\max}$  (ein Halbumlauf plus Fächeröffnungswinkel) umfasst, das eine vollständige Re-  
25 konstruktion eines CT-Bildes gestattet, während ein Vollumlauf  $2\pi$  umfasst.

25

Die während der Spiral- oder Tomogrammabtastung aus den Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen  $P(\alpha, \beta, q)$  in  
30 Fächerstrahlgeometrie entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen.

35

Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultie-

rende Datenstrom zu einer Schnittbildrekonstruktionseinheit 13, die aus den Messdaten Schnittbilder von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts nach einem noch im Einzelnen zu beschreibenden erfindungsgemäßen Verfahren auf Basis der "Filtered Backprojection" rekonstruiert.

Die CT-Bilder setzen sich aus matrixartig zusammengesetzten Pixeln (Pixel= picture element) zusammen, wobei die Pixel der jeweiligen Bildebene zugeordnet sind, jedem Pixel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Pixel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert dargestellt werden. Dabei veranschaulicht jedes Pixel ein Voxel (Voxel = volume element) der in dem CT-Bild veranschaulichten Schicht des Untersuchungsobjekts. Da infolge der Mehrzeiligkeit des Detektorsystems 5 und gegebenenfalls der Spiralabtastung Messdaten bezüglich mehrerer Schichten des Untersuchungsobjekts gewonnen werden, stehen 3D-Daten zur Verfügung, die im Rahmen der Erfindung einer 3D-Rückprojektion unterzogen werden. Als Endergebnis stehen 3D-Bilddaten in Form einer dreidimensionalen Matrix, beispielsweise mit den Achsen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  zur Verfügung, wobei jedes Element der Matrix einem Voxel ( $x, y, z$ ) entspricht und den der zugehörigen CT-Zahl entsprechenden Grauwert enthält. Diejenigen Elemente der dreidimensionalen Matrix die den gleichen  $x$ -,  $y$ -, oder  $z$ -Wert aufweisen, stellen dann jeweils ein planares Schnittbild der dem maßgeblichen  $x$ -,  $y$ -, oder  $z$ -Wert entsprechenden Schicht des Untersuchungsobjekts dar.

Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13 rekonstruierten Bilder werden auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z.B. einem Monitor, dargestellt.

Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung  $U$ ,

versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

5

Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

10

Unter anderem kann die Anzahl  $Q$  der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstelleinheiten 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit  $\tau$  eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Drehrahmen 7 zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

20

Obwohl es grundsätzlich möglich ist, das erfindungsgemäße Verfahren auch in Fächerstrahlgeometrie zu realisieren, wird das beschriebene CT-Gerät vorzugsweise in einem Modus betrieben, in dem das erfindungsgemäße Verfahren in Parallelstrahlgeometrie realisiert ist.

25

Demnach werden die bei der Abtastung des für die jeweilige Untersuchung relevanten Körperbereichs des Patienten durch Spiral- oder Tomogrammatzung in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten zunächst in an sich bekannter Weise durch ein im Allgemeinen als "rebinning" bezeichnetes Verfahren in Daten in Parallelstrahlgeometrie umgewandelt. Diese Umwandlung beruht auf einer Umsortierung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten derart, dass aus unterschiedlichen in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektionen Strahlen entnommen und zu einer Projektion in Parallelstrahlgeometrie zusammengefügt werden. In Parallelstrahlgeometrie reichen Daten

30

35

aus einem Intervall der der Länge  $\pi$  aus, um ein vollständiges Bild rekonstruieren zu können. Um diese Daten gewinnen zu können, müssen nichtsdestotrotz zur Daten in Fächerstrahlgeometrie aus einem Intervall der Länge  $\pi+2\beta_{\max}$  zur Verfügung stehen.

Eine Projektion in Parallelstrahlgeometrie ist in **Figur 3** veranschaulicht. Demnach nehmen alle  $n$  Parallelstrahlen  $RP_1$  bis  $RP_N$  dieser Projektion gegenüber der  $x$ -Achse des in Figur 3 dargestellten und mit dem gemäß Figur 1 übereinstimmenden Koordinatensystem den Parallelfächerwinkel  $\theta$  ein.

Anhand des in Figur 3 in ausgezogener Linie dargestellten Parallelstrahls  $RP_1$  soll im Folgenden der Übergang von Fächerstrahl- auf Parallelstrahlgeometrie erläutert werden.

Der Parallelstrahl  $RP_1$  entstammt einer für die auf der Fokusbahn  $S$  liegende Fokusposition  $F_1$  in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Projektion. Der zu dieser Projektion in Fächerstrahlgeometrie gehörige, durch die Drehachse 14 und damit die  $z$ -Achse des Koordinatensystems verlaufende Zentralstrahl  $RF_{z1}$  ist in Figur 3 ebenfalls eingetragen. Der Fokusposition  $F_1$  entspricht der Fokuswinkel  $\alpha_1$ ; dies ist der Winkel, den die  $x$ -Achse und der Zentralstrahl  $RF_{z1}$  einschließen. Gegenüber dem Zentralstrahl  $RF_{z1}$  weist der Strahl  $RP_1$  den Fächerwinkel  $\beta$  auf. Somit ist leicht erkennbar, dass für den Parallelfächerwinkel  $\theta$  gilt:  $\theta = \alpha + \beta$ .

Der rechtwinklig zum jeweiligen Parallelstrahl gemessene Strahlabstand  $p$  von der Drehachse 14 bzw. der  $z$ -Achse ist durch  $p = R_F \sin(\beta)$  gegeben.

Wie anhand des in Figur 3 in verstärkter Linie dargestellten, durch die Drehachse 14 bzw. die  $x$ -Achse verlaufenden Zentralstrahls  $RP_z$  deutlich wird, handelt es sich bei diesem Strahl um den Zentralstrahl einer in Fächergeometrie für die Fokusposition  $F_z$  unter dem Fokuswinkel  $\alpha_z$  aufgenommene Projektion

in Fächerstrahlgeometrie. Da für den Zentralstrahl einer in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektion  $\beta=0$  gilt, wird deutlich, dass für den Fall von Zentralstrahlen gilt:

- 5 Je nachdem, ob ein azimuthales oder vollständiges "rebinning" durchgeführt wird, liegen die Parallelprojektionen in der Form  $P(\alpha, \beta, q)$  oder in der Form  $P(\theta, p, q)$  vor, wobei
- $\alpha$  der Fokuswinkel
  - $\beta$  der Fächerwinkel
  - 10  $q$  der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
  - $\theta = \alpha + \beta$  der Parallelfächerwinkel
  - $p = R_F \sin(\beta)$  die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und
  - 15  $R_F$  der Radius der Fokusbahn sind.

In einer, einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren ersten Betriebsart arbeitet das beschriebene CT-Gerät auf Basis von durch azimuthales "rebinning" gewonnenen Projektionen. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des azimuthalen "rebinnings" in  $\beta$ -Richtung gefiltert, d.h. jeweils in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen Tangente T (siehe 25 Figur 3), und zwar unter Verwendung eines der in der Computertomographie üblichen Filterkerne, z.B. Shepp-Logan - oder Ramachandran-Lakshminarayanan-Kern.

Die derart gefilterten Paralleldaten werden dann in der in 30 der Weise rückprojiziert, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel  $(x, y, z)$  für jedes  $\theta \in [0, \pi[$  für die Strahlen  $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ , deren Projektion entlang der Systemachse durch  $(x, y)$  geht, die Summe

$$35 \quad P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h_z(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

gebildet wird, wobei

$x, y, z$  die Koordinaten des jeweiligen Voxels sind,



$k$  eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Re-  
 konstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,  
 $\tilde{\beta}$  die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projek-  
 tionen längs der Systemachse durch die Koordinaten  $(x,y)$   
 5 jeweiliges Voxels  $(x,y,z)$  verlaufen, und  
 $h_z$  eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild  
 dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestim-  
 mende Gewichtungsfunktion ist, sowie  
 $d$  eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen  
 10 Strahls von dem entsprechenden Voxel  $(x,y,z)$  ist bzw. von  
 dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechen-  
 den Voxel  $(x,y,z)$  abhängt,  
 $h_{phase}$  eine den zeitlichen Abstand  $t$  der Projektion  $P(\theta+k\pi, \tilde{\beta}, q)$   
 bzw.  $P(\theta+k\pi, \tilde{p}, q)$  zu einer den Bewegungszustand bewerten-  
 15 den Gewichtungsfunktion ist, wobei  
 $c_R(k)$  eine Zeitposition darstellt, die den periodischen Bewe-  
 gungszustand eines Untersuchungsbereiches, vorzugsweise  
 eines zugeordneten Herzzyklus, bestimmt.

20 Infolge der gewählten Filterrichtung und der infolge der Sum-  
 mation sowohl über  $k$  als auch über  $q$  werden zum einen „cone  
 beam artifacts“ vermieden und zum anderen im Interesse einer  
 hohen Dosisnutzung aller durch ein Voxel  $(x,y,z)$  verlaufenden  
 Strahlen berücksichtigt. Außerdem wird durch die Wichtungs-  
 5 funktion  $h_{phase}$  nur Strahlen berücksichtigt, die mit dem ge-  
 wünschten zu beobachtenden Bewegungszustand des Untersu-  
 chungsobjektes korreliert sind, und nicht damit korrelierte  
 Messungen unterdrückt.

30 Der einem Voxel  $x,y,z$  zugeordnete Absorptionswert  $\mu_{x,y,z}$  wird  
 durch Summation über  $\theta$  über mindestens einen Halbumlauf ge-  
 wonnen, d.h. durch Bildung von

$$\mu_{x,y,z} = \sum_{\theta} P_{x,y,z}(\theta)$$

35

Die dem jeweiligen Absorptionswert entsprechende CT-Zahl wird  
 in herkömmlicher Weise aus dem Absorptionswert ermittelt.

Dabei können mittels der Tastatur 19 unterschiedliche Gewichtungsfunktionen  $h$  und unterschiedliche Funktionen  $d$  eingestellt werden.

5

Als Gewichtungsfunktion  $h$  eignet sich beispielsweise eine Dreiecks- oder Trapezfunktion.

10

Als Funktion  $d$  kann der Abstand des jeweiligen Parallelstrahls vom Voxel  $x, y, z$  oder stattdessen beispielsweise die  $z$ (axiale)-Komponente dieses Abstandes eingestellt werden.

15

In einer Abwandlung der vorstehend beschriebenen ersten Betriebsart wird zur Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe  $H$  der Gewichte  $h_z$  und  $h_{phase}$

$$H = \sum_k \sum_q h_z(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k))$$

normierte Summe

20

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h_z(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

25

gebildet. Dies ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxeln, die in mehreren Halbumläufen "beleuchtet", also von Strahlen getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte vermieden werden. Diese Redundanz tritt bei Spiralabtastungen dann auf, wenn die pro Vollumlauf der Messanordnung stattfindende Relativverschiebung so gering ist (geringer Pitch), dass Voxel mehrfach bestrahlt werden.

30

35

Eine einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren zweite Betriebsart unterscheidet sich von der ersten Betriebsart dadurch, dass das beschriebene CT-Gerät nicht auf Basis von durch azimuthales, sondern von durch vollständiges

"rebinning" gewonnenen Projektionen arbeitet. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des vollständigen "rebinnings" in  $p$ -Richtung gefiltert, also jeweils ebenfalls in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen Tangente T (siehe Figur 3).

Demnach wird für die derart gefilterten Paralleldaten im Zuge der Rückprojektion die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h_z(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

gebildet, wobei  $\tilde{p}$  die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten  $(x,y)$  jeweiliges Voxels  $(x,y,z)$  verlaufen.

Auch im Falle der zweiten Betriebsart wird in einer Abwandlung zur Rückprojektion der Paralleldaten eine auf die Summe  $H$  der Gewichte  $h_z$  und  $h_{phase}$

$$H = \sum_k \sum_q h_z(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k))$$

normierte Summe, nämlich die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h_z(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

gebildet.

Im Falle der vorstehend beschriebenen ersten und zweiten Betriebsarten wird eine Funktionsweise des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, bei dem im Zusammenhang mit einem Voxel  $(x,y,z)$  alle Strahlen betrachtet werden, deren Projektion entlang der Drehachse 14 bzw. der  $z$ -Achse durch  $x, y$  geht. Ob und in welchem Maße diese Strahlen berücksichtigt werden,

wird durch die Gewichtungsfunktion  $h_z$  und die Funktion  $d$  bestimmt.

Die Figuren 4 bis 6 zeigen die zeitliche Korrelation zwischen einer schematisch dargestellten EKG-Aufnahme eines Patienten in der Figur 4 mit dem allgemein bekannten typischen Verlauf über den Vorhofteil mit P-Welle und PQ-Strecke, gefolgt vom Kammerteil mit der QRS-Gruppe, ST-Strecke, T-Welle und U-Welle. Charakteristisch sind in dieser Darstellung nur die P-Welle, QRS-Gruppe und die T-Welle herausgestellt.

Dieser typische und periodische Verlauf des EKG's ist korreliert mit bestimmten Bewegungszuständen des Herzens, die in der Figur 5 zeitlich synchron durch eine Aufzeichnung der relativen Volumenänderung  $V/V_0(t)$  des Herzens dargestellt sind. Teilt man diesen Verlauf grob in zwei Phasen ein, so ergibt sich eine Bewegungsphase I und eine Ruhephase II. Erfindungsgemäß sollen die CT-Aufnahmen jeweils einer bestimmten Phase entsprechen, so dass entsprechend der jeweiligen Phasen die Wichtungsfunktion  $h_{phase}$ , deren Verlauf in der Figur 6 dargestellt ist, dafür sorgt, dass nur Informationen dieser bestimmten Bewegungsphase I und eine relativ große Zeitspanne, nämlich die Ruhephase II des Herzens, davon ausgehen kann, dass nur geringe Bewegung stattfindet, kann, wie aus der Figur 6 ersichtlich ist, beispielsweise die gesamte Ruhephase II hoch gewichtet werden, während die Bewegungsphase I gering gewichtet wird. Die durchgezogene Linie in der Figur 6 zeigt einen solchen Verlauf der Gewichtungsfunktion  $h_{phase}$  mit nur zwei unterschiedlichen Werten 1 und 0.

Alternativ kann jedoch auch die tatsächliche relative Volumenänderung und damit der Bewegungszustand des Herzens berücksichtigt werden, indem, wie es in dem gestrichelt dargestellten Verlauf der Gewichtungsfunktion  $h_{phase}$  dargestellt ist, je nach dem Ausmaß der Ruhe des Herzens unterschiedliche und feiner differenzierte Wichtungen eingeführt werden. Au-

Berdem kann auch eine Wichtungsfunktion gewählt werden, die mit zeitlichem Abstand von einem vorbestimmten Bewegungszustand abfällt. Dies ist beispielhaft durch den gepunktete Verlauf der Gewichtungsfunktion dargestellt.

5

Das CT-Gerät kann aber auch mittels der Tastatur 19 wählbare weitere Betriebsarten aufweisen, die den zuvor beschriebenen mit dem Unterschied entsprechen, dass für eine gegebene Fokusposition der durch das jeweilige Voxel  $(x,y,z)$  verlaufende theoretische Strahl ermittelt wird und dann unter Berücksichtigung der Gewichtungsfunktionen  $h_z$  und  $h_{phase}$  und der Funktion  $d$  in die Summenbildung im Zuge der Rückprojektion nur diejenigen Strahlen einbezogen werden, die tatsächlich einen Beitrag zu der Summe liefern können und zwar sowohl in Bezug auf ihre Position als auch in Bezug auf den interessierenden Bewegungszustand des betrachteten Untersuchungsobjektes.

15

Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung 9 verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung 9 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1 als auch der Lagerungsvorrichtung 9 zu erzeugen.

20

5

Das konusförmige Röntgenstrahlenbündel weist im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels einen rechteckigen Querschnitt auf. Im Rahmen der Erfindung sind jedoch auch andere Querschnittsgeometrien möglich.

30

Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der dritten Generation Verwendung, d.h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse

35

verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der vierten Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen handelt.

Auch bei CT-Geräten der fünften Generation, d.h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Foken einer oder mehrerer um die Systemachse verlagerter Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen aufweist.

Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorsystem nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorsystem in einer anderen Weise ein flächenhaft angeordnetes Array mit Detektorelementen aufweist.

Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Materialuntersuchung von sich periodisch bewegenden Maschinen oder Maschinenelementen Anwendung finden.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines sich periodisch bewegenden Untersuchungsbereichs, vorzugsweise der Herzregion eines Lebewesens, vorzugsweise eines Patienten, mit zumindest den folgenden Verfahrensschritten:
  - 1.1. zur Abtastung eines periodisch bewegten Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels wird der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt, wobei die Detektorelemente des Detektorarray Ausgangsdaten liefern, welche die Schwächung der Strahlen beim Durchgang durch das Untersuchungsobjekt repräsentieren,
  - 1.2. es werden zeitgleich Bewegungsdaten von dem sich periodisch bewegenden Untersuchungsbereich gesammelt, um die Detektordaten und daraus resultierende Daten den Bewegungszuständen zuordnen zu können,
  - 1.3. die Ausgangsdaten werden gefiltert,
  - 1.4. die gefilterten Ausgangsdaten werden zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei
  - 1.5. jedes Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert, wobei
  - 1.6. zur Rückprojektion einerseits eine Gewichtsfunktion verwendet wird, die den räumlichen Abstand eines betrachteten Strahls zum betrachteten Voxel wichtet, und
  - 1.7. andererseits zur Rückprojektion auch eine Gewichtungsfunktion verwendet wird, die den zeitlichen Abstand zu

dem jeweils darzustellenden Bewegungszustand des Untersuchungsbereiches repräsentiert.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterung in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn vorgenommen wird.
3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen  $P(\alpha, \beta, q)$  in in Parallelstrahl-Geometrie vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen  $P(\theta, \beta, q)$  bzw.  $P(\theta, p, q)$  vorgenommen wird, wobei
  - $\alpha$  der Fokuswinkel,
  - $\beta$  der Fächerwinkel,
  - $q$  der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
  - $\theta = \alpha + \beta$  der Parallelfächerwinkel,
  - $p = R_F \sin(\beta)$  die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und
  - $R_F$  der Radius der Fokusbahn sind.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Rückprojektion der Paralleldaten in der Weise erfolgt, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel  $(x, y, z)$  für jedes  $\theta \in [0, \pi[$  für die Strahlen  $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$  bzw.  $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$ , deren Projektion entlang der Systemachse durch  $(x, y)$  geht, die Summe
 
$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q h_z \left( d_{x,y,z} \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$
 gebildet wird, wobei
  - $x, y, z$  die Koordinaten des jeweiligen Voxels sind,
  - $k$  eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,



- $\tilde{p}$  die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten  $(x,y)$  jeweiliges Voxels  $(x,y,z)$  verlaufen,
- 5  $\tilde{\beta}$  die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten  $(x,y)$  jeweiliges Voxels  $(x,y,z)$  verlaufen, und
- 10  $h_z$  eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie
- $d$  eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel  $(x,y,z)$  ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel  $(x,y,z)$  abhängt, und
- 15  $h_{phase}$  eine den zeitlichen Abstand der Projektion  $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$  bzw.  $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$  zu einem Bewegungszustand bewertende Gewichtsfunktion ist, wobei
- 20  $c_R(k)$  eine Zeitposition darstellt, die den periodischen Bewegungszustand eines Untersuchungsgebietes, vorzugsweise eines zugeordneten Herzzyklus, bestimmt.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Rückprojektion der Parallel-
- daten die auf die Summe  $H$  der Gewichte  $h$

30 
$$H = \sum_k \sum_q h_z \left( d_{x,y,z} \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k))$$

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q h_z \left( d_{x,y,z} \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot h_{phase}(t(\theta + k\pi) - c_R(k)) \cdot P \left( \theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird.

6. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Rückprojektion die Strahlen je betrachtetem Voxel derart gewichtet werden, dass zentral auf die Detektorelemente auftreffende Strahlen stärker gewichtet werden als randseitig auftreffende Strahlen.  
5
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokusbahn eine Kreisbahn ist.  
10
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokusbahn eine Spiralbahn ist, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt.  
15
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektorelemente auf dem Detektorarray in Zeilen und Reihen verteilt angeordnet sind.  
20
10. CT-Gerät zur Abtastung eines periodisch bewegten Untersuchungsobjektes mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt wird, wobei zumindest Mittel zur Detektion des Bewegungszustandes des Untersuchungsobjektes, zur Sammlung von Detektordaten, zur Filterung und Rückprojektion gemäß einem der Ansprüche 1 bis 9 vorgesehen sind.  
30  
35

11. CT-Gerät gemäß Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die genannten funktionalen Mittel  
zumindest teilweise durch Programme oder Programm-  
5 Module verwirklicht werden.

## Zusammenfassung

Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie eines periodisch bewegten Untersuchungsobjektes und CT-Gerät zur

## 5 Durchführung des Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie, bei dem ein sich periodisch bewegendes Untersuchungsobjekt mit Hilfe eines von einem Focus ausgehenden Strahlenbündels und einem flächig ausgebildeten Detektorarray abgetastet wird, die ermittelten Ausgangsdaten in  
10 geeigneter Weise gefiltert und rückprojiziert werden, um mindestens ein Schnittbild zu erhalten, das die Absorptionswerte des Schnittes des Untersuchungsobjektes in einem bestimmten  
15 Bewegungszustand repräsentiert. Beim erfindungsgemäßen Verfahren wird zur Rückprojektion einerseits eine Gewichtungsfunktion verwendet, die den räumlichen Abstand eines betrachteten Strahls zum betrachteten Voxel wichtet, und andererseits auch eine Gewichtungsfunktion verwendet, die den  
20 zeitlichen Abstand zu dem jeweils darzustellenden Bewegungszustand des Untersuchungsbereiches repräsentiert.

Des weiteren betrifft die Erfindung ein CT-Gerät, das zur Durchführung dieses Verfahrens geeignet ist und entsprechende  
25 Mittel zur Durchführung des Verfahrens aufweist.

FIG 6

FIG 1

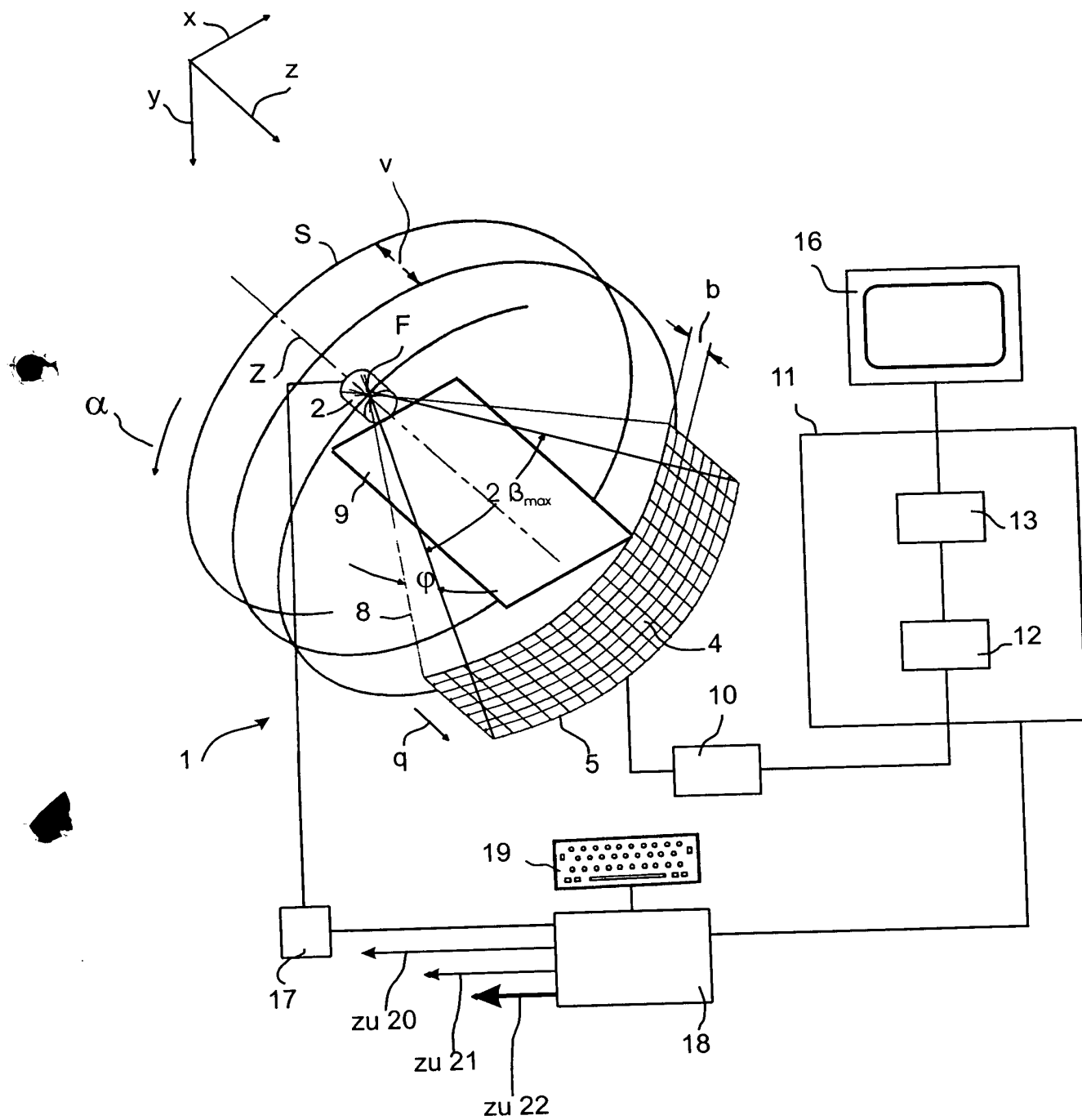
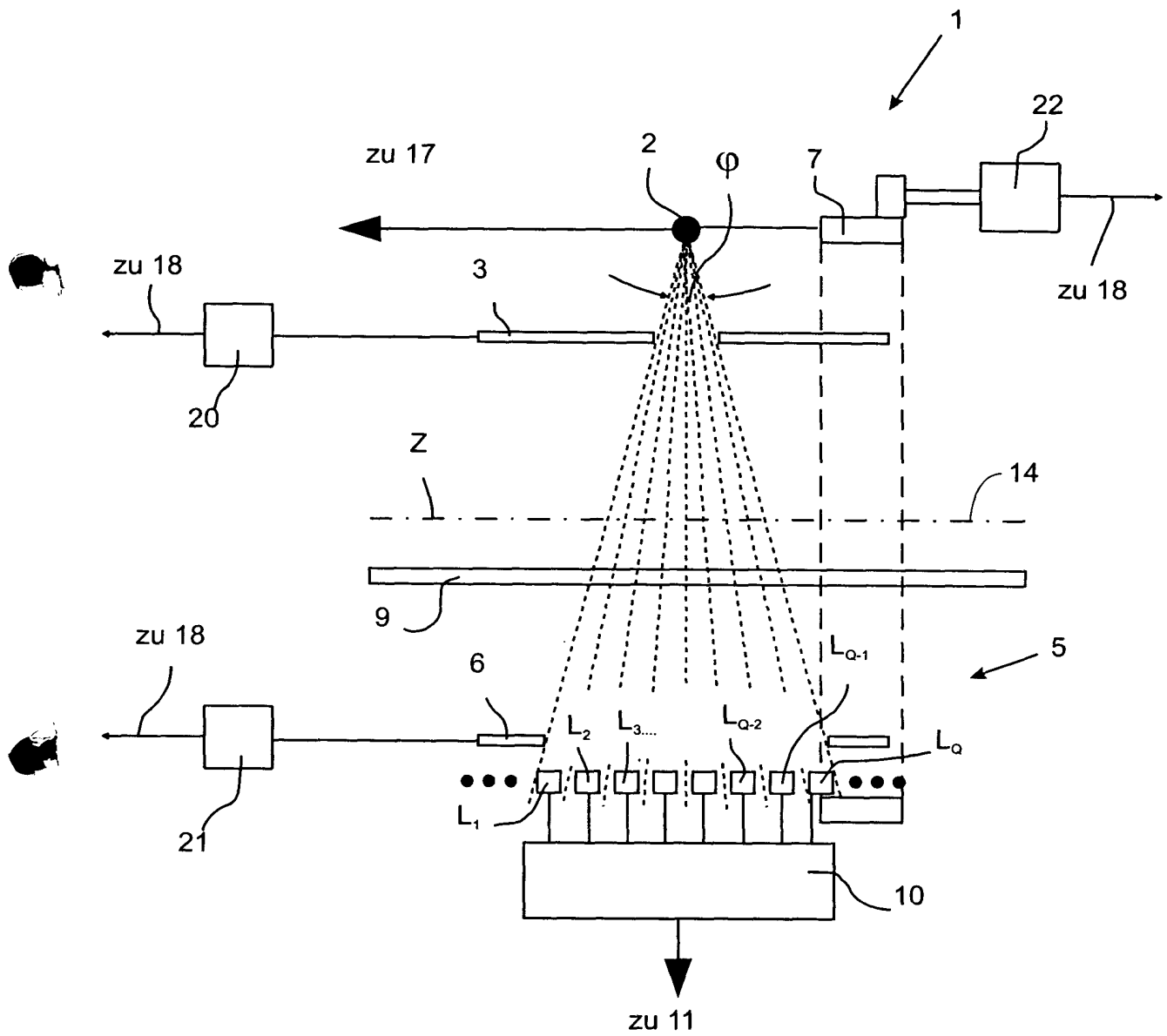


FIG 2



200210631

3/4

FIG 3

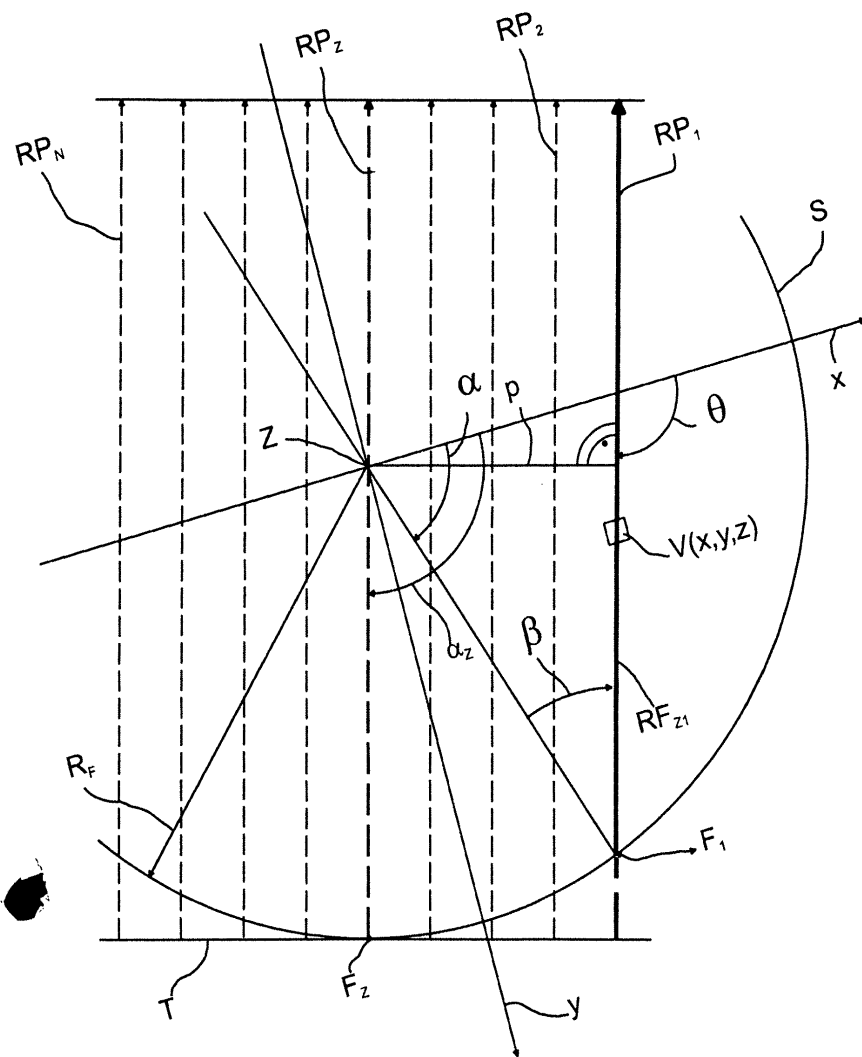


FIG 4

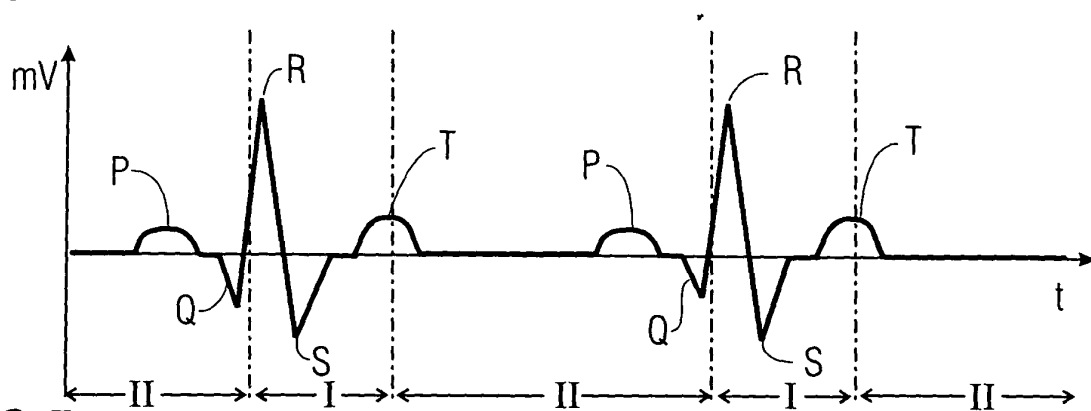


FIG 5

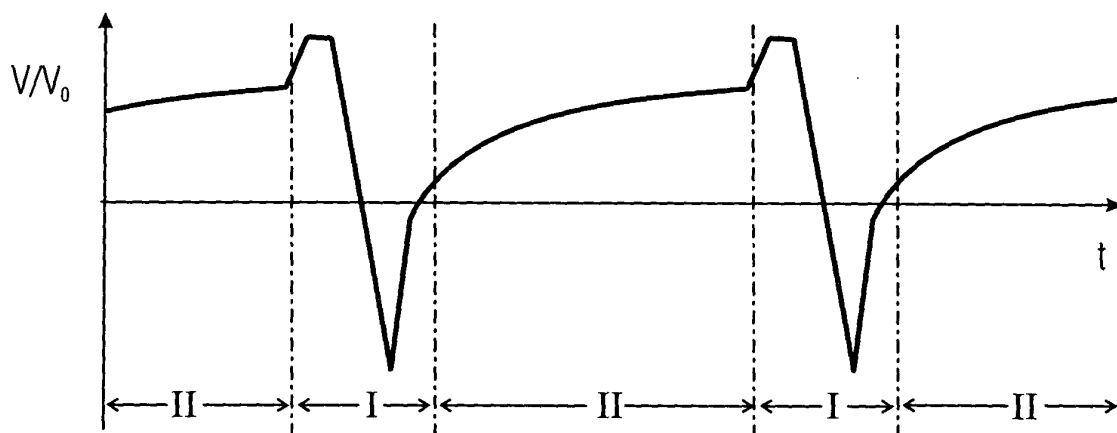


FIG 6

